



**SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA**

PROGRAMA DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA VOLUNTÁRIA – PICVOL

Captura e análise de sinais de miografia para controle de próteses
Eletrocardiograma digital de baixo custo

Área do conhecimento: Ciência da Computação
Subárea do conhecimento: Sistemas de Computação
Especialidade do conhecimento: Hardware

Relatório Final

Este projeto é desenvolvido com bolsa de iniciação científica
PICVOL

Orientador: Daniel Oliveira Dantas
Autor: João Vitor Oliveira Cordeiro



**SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA**

Sumário

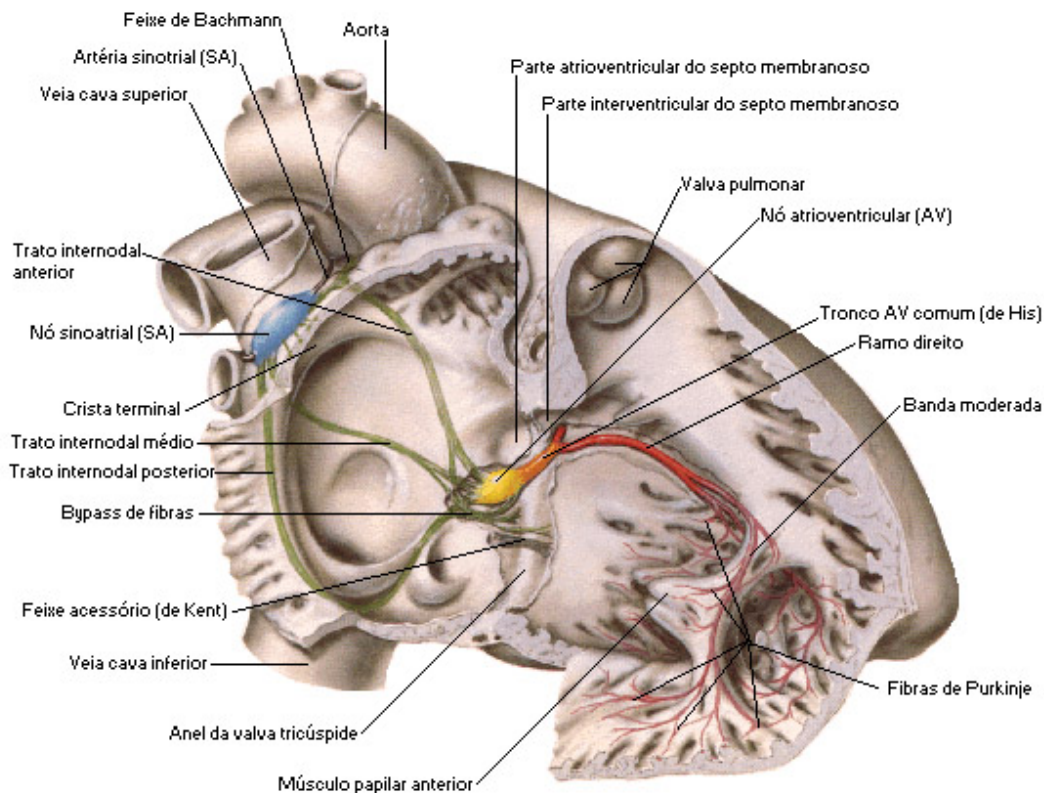
1. INTRODUÇÃO.....	6
2. OBJETIVOS.....	10
3. METODOLOGIA.....	10
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	15
5. CONCLUSÕES.....	23
6. PERSPECTIVAS.....	24
7. OUTRAS ATIVIDADES.....	24
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	24



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA

1. INTRODUÇÃO

O coração é um órgão complexo de extrema importância para o corpo humano, sua atividade é controlada por impulsos elétricos provenientes do nó sinoatrial responsável assim por manter o ritmo das contrações dos átrios e ventrículos, e consequentemente impulsionando o sangue para o corpo num ritmo padrão. O potencial elétrico desse nó é de aproximadamente -85mV antes da excitação, em seguida o coração é percorrido por uma onda de despolarização que cresce com taxa de 150V/s e na sua fase de repolarização os potenciais das membranas são restabelecidos até o final do ciclo cardíaco. Essas fases são chamadas de sístole (contração) e diástole (relaxamento). (WEBSTER, 2009).



*Figura 1: Anatomia do coração.
Fonte: NETTER (2000).*

Nota-se na figura 1 a localização do nó sinoatrial acima do átrio direito na sua junção com a veia cava superior, e suas conexões para o nó atrioventricular responsável por propagar o sinal aos ventrículos realizando assim a sua contração.



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA

Apesar de ser uma entidade complexa o coração pode ser aproximado a um dipolo localizado no centro do tórax cuja magnitude e orientação variam com o tempo, e seu sinal elétrico se propaga por todo o volume condutor (tórax e membros) que se comporta como uma carga resistiva, permitindo que com eletrodos de superfície esse potencial elétrico seja medido. (WEBSTER, 2009).

O registro do ECG se dá pelo diferencial do sinal entre dois pontos distintos do corpo, nas derivações bipolares descritas por Einthoven, o corpo humano é modelado como um triângulo composto pelo braço esquerdo, braço direito e perna esquerda, posições estas que se encontram a uma mesma distância do coração no ponto de vista elétrico (Figura 2 – esquerda). Para as derivações unipolares os eletrodos são dispostos no tórax (Figura 2 – direita) de modo a pegar a diferença entre o eletrodo positivo próximo ao coração e o eletrodo negativo que se encontra a uma distância muito grande do ponto de vista elétrico, sendo utilizado para isso uma combinação determinada de “terminal central de Wilson” como mostra a figura 3. (FOTIADIS et al., 2006)

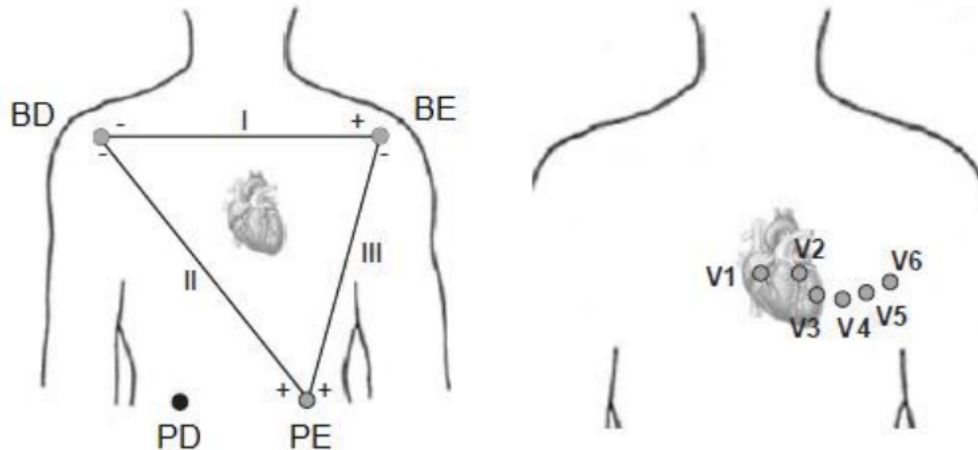


Figura 2: Derivações do ECG, esquerda bipolares e direita unipolares (precordiais). Fonte: Adaptado de (FOTIADIS et al. 2006).



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA

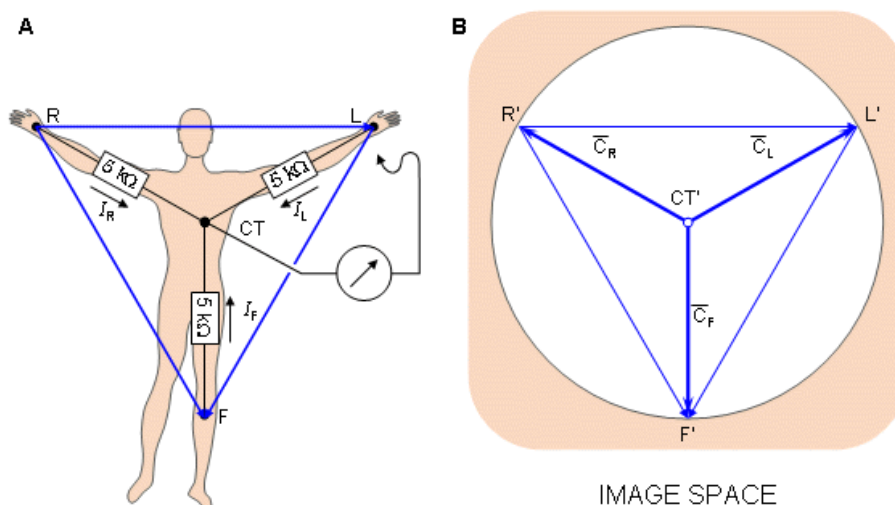


Figura 3: Terminal central de Wilson (CT). a) obtenção do CT. b) vetor elétrico do CT. Fonte: Adaptado de (FRANK et al. 1944).

Devido ao fato dos sinais de um ECG serem da ordem de alguns microvolts ou milivolts estes não podem ser conectados diretamente a algum dispositivo de visualização e precisam passar primeiro por um circuito de amplificação e filtragem, para que seus valores de tensão sejam adequados com os equipamentos de medição, e para eliminar quaisquer ruídos exteriores ao sinal do coração, sendo usual utilizar a faixa de frequência de 0.67-40Hz para o monitoramento do ECG, e de 0.05-100Hz para o estudo clínico de maior precisão (Tabela 1). (PRUTCHI, 2005).

Tabela 1: Relação entre as aplicações eletrocardiográficas e suas faixas de frequência.

Aplicação	Faixa de frequência
<i>Heart rates (R-R intervals)</i>	0.5–3.5 Hz
<i>R-R variability due to thermoregulation</i>	0.01–0.04 Hz
<i>R-R variability due to baroreflex dynamics</i>	0.04–0.15 Hz
<i>R-R variability due to respiration</i>	0.15–0.4 Hz
<i>P,QRS,T complex</i>	0.05–100 Hz
<i>Ventricular late potentials</i>	40–200 Hz
<i>Bandwidth requirement for clinical ECG/rate monitors</i>	0.67–40 Hz

Fonte: Adaptado de PRUTCHI & NORRIS (2005).



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA

O sinal do ECG é muito suscetível a interferências como a de um desfibrilador ou outras fontes externas, suas amplitudes podem chegar a 5000V (Tabela 2) tendo uma duração de 5 a 20ms, tempo mais que suficiente para danificar os componentes do circuito, assim, se fazem necessários circuitos de proteção para que o eletrocardiógrafo opere dentro de um limite seguro. O arranjo presente na figura 4 é um circuito *clipper*, o qual a partir de um sinal de entrada, permite sua passagem desde que esteja entre uma determinada faixa de valores, limitando o que ultrapassar. (BARSAYAN et al. 2017).

Tabela 2: Sources of Input transient and its typical magnitude

<i>Source of Input Transients</i>	<i>Typical Magnitude</i>
Defibrillation	~ 5000 V
Electrostatic discharge (ESD)	≥ 2000 V
Electrosurgical RF units	~ 300 – 2000 V
Accidental contact with power supply	~ 110 – 220 V

Fonte: BARSAYAN et al. 2017;

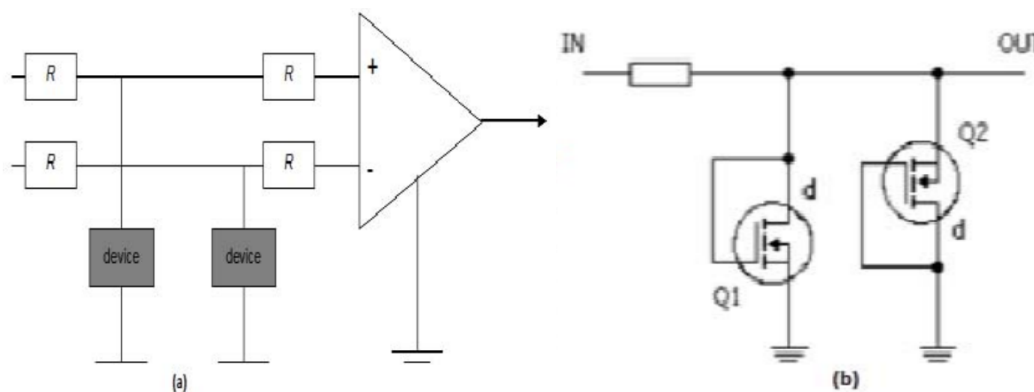


Figura 4: a) Circuito amplificador operacional com resistores de limitação de corrente e limitadores de tensão. b) Circuito clipper usando Mosfet. Fonte: BARSAYAN et al. 2017;

Aplicações de IoT (Internet of things) surgem a todo o momento e junto com elas são desenvolvidos inúmeros protocolos de comunicação, um deles é o MQTT (Message Queuing Telemetry Transport). O MQTT é um protocolo leve voltado para redes de sensores e pequenos dispositivos otimizado para redes TCP/IP, sua fundamentação é no modelo Publisher-Subscriber, onde um dispositivo chamado de *broker* fica responsável por intermediar e repassar as informações agrupadas em tópicos entre os sensores (*publishers*) e seus clientes (*subscribers*).



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA

2. OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho é a implementação de um dispositivo de três canais capaz de capturar sinais de eletrocardiografia (ECG), filtrá-los para a remoção do ruído e enviá-los através da rede para um dispositivo remoto.

3. METODOLOGIA

O primeiro passo foi esquematizar como seria o funcionamento do aparelho de ECG, primeiramente tem-se a etapa de entrada do circuito com os sinais provenientes dos eletrodos de superfície, acoplados aos membros do paciente, em seguida esses sinais passam por etapas de instrumentação, amplificação e filtragem, para que fossem obtidos sinais correspondentes as 3 derivações principais do ECG (DI, DII e DIII) livres de ruídos provenientes de fontes externas ao coração, a exemplo da rede elétrica. Por fim os sinais passariam por uma etapa de conversão A/D (analogico-digital) para que pudessem ser enviados pela rede a ser desenvolvida para monitoramento. O diagrama de blocos a seguir na figura 5 ilustra as etapas apresentadas.

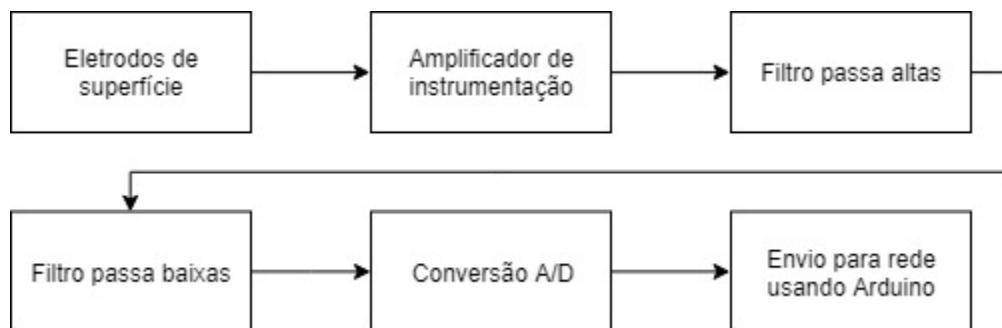


Figura 5: Diagrama de blocos da aquisição do ECG

A etapa contendo o amplificador de instrumentação é de extrema importância para a captura de sinais uma vez que proporciona uma impedância de entrada muito alta, rejeição de modo comum também muito elevada, ganho elevado além de outras características fundamentais para aplicações médicas. As etapas de filtragem com passa altas e passa baixas são necessárias para remover os componentes DC do sinal e eliminar ruídos que aparecem em frequências muito elevadas, limitando a captura aos sinais referentes ao ECG.

Para a etapa de instrumentação foi estudada a placa já desenvolvida anteriormente (myo_cap_ufs) mostrada na figura 6 que possui uma combinação de 3 amplificadores



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA

operacionais TL084, em seguida um filtro passa altas com frequência de corte em 0.1Hz e um filtro passa baixas com frequência de corte em 100Hz, além do circuito de DRL que defasa e amplifica o sinal comum às entradas e injeta de volta ao corpo do usuário para atenuar o ruído comum.

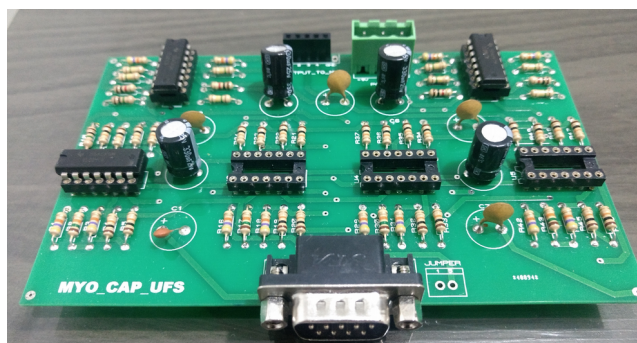


Figura 6: Placa de captura de sinais.



Figura 7: Eletrodos de superfície, cabo e conectores.

A partir dos resultados do estudo da placa myo_cap_ufs foi esquematizada uma nova implementação baseada no CI AD620 mostrado na figura 8, composto de um amplificador de instrumentação com ganho ajustável, os filtros foram recalculados para o intervalo de frequência de 0.05Hz a 50Hz de acordo com as especificações de largura de banda para monitoramento clínico. A figura 9 mostra o circuito completo para obtenção das 3 derivações do ECG.



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA

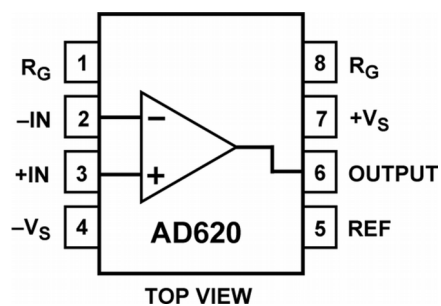


Figura 8: AD620.

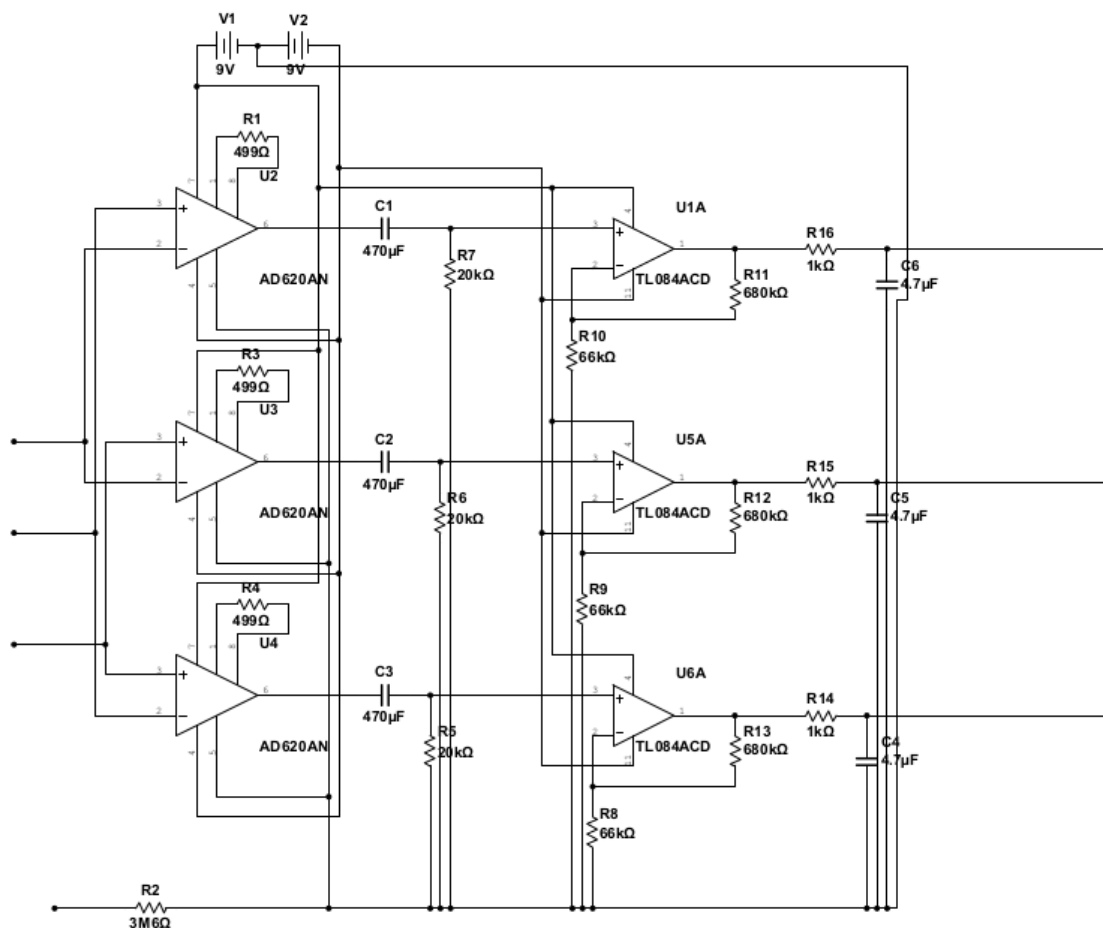


Figura 9: Circuito de aquisição proposto.



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA

A etapa de conversão AD demanda um componente capaz de lidar com 3 canais a uma taxa de amostragem superior a 100 amostras/canal, atendendo a esses requisitos foi selecionado o conversor analógico/digital ADS1115 conectado a uma placa baseada na arquitetura Arduino e que disponha de conectividade Wi-Fi, um atributo necessário para o envio dos dados.

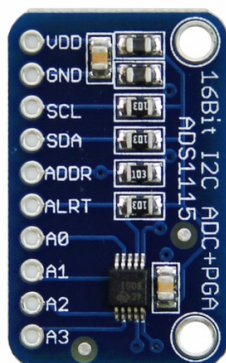


Figura 10: ADS1115.

Fonte: <https://diygeeks.org/shop/breakout-modules/ads1115-analog-to-digital-converter/>



Figura 11: ADS1115.

Fonte: <https://www.arduino.cc/>

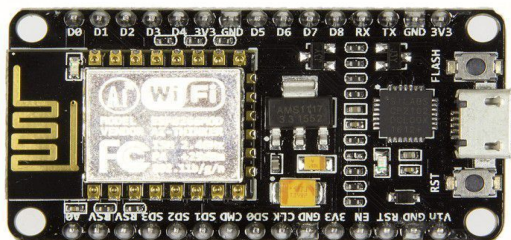


Figura 12: NodeMCU.

Fonte: <https://www.elektor.com/nodemcu-microcontroller-board-with-esp8266-and-lua>



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA

A etapa de envio de dados foi idealizada para operar com o protocolo MQTT, onde um servidor é responsável pela função de *broker*. Nessa função os dispositivos de captura de dados atuarão como *publishers* enviando os dados que serão repassados aos dispositivos de acesso aos dados os chamados *subscribers*. Para isso foi idealizada uma rotina de interrupção via software disparada a cada intervalo pré-definido de tempo, em seguida o NodeMCU solicita a leitura dos canais ao ADC (ADS1115), recebe os dados, agrupa numa mensagem e envia via Wi-Fi para o servidor conforme a figura X.

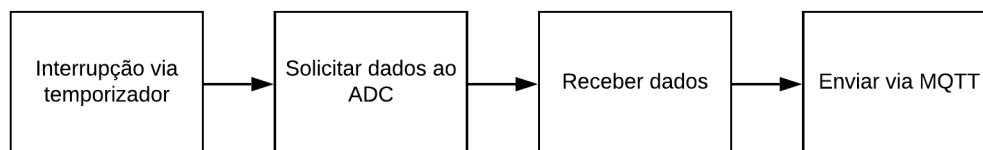
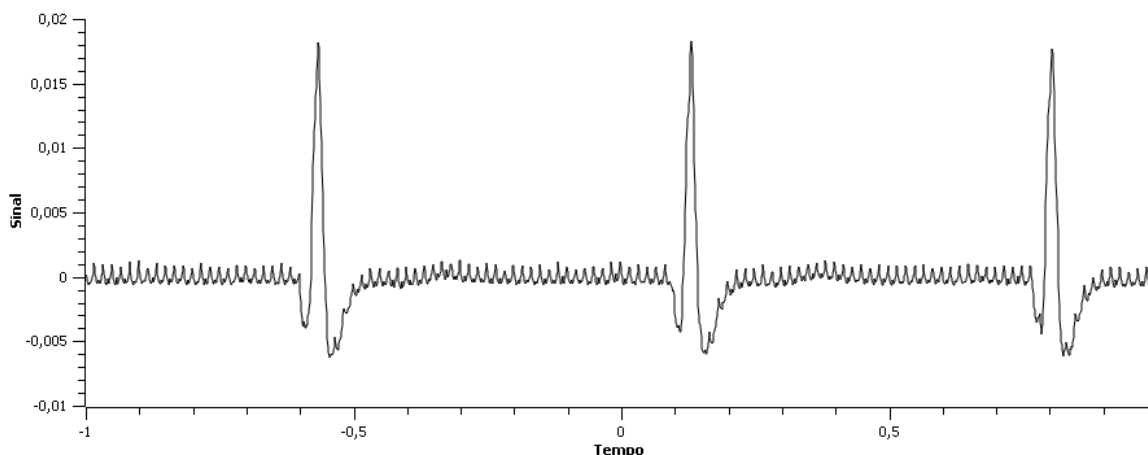


Figura 13: Diagrama de blocos do processo de aquisição e envio de dados.

A placa NodeMCU também é responsável por verificar o estado de variáveis que controlam a captura de dados. Caso estejam ativas o dispositivo envia os dados correspondentes às leituras do sinal de ECG.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Foram realizados testes com a placa de captura desenvolvida até o momento utilizando a primeira derivação (DI), primeiramente com eletrodos posicionados nos antebraços esquerdo e direito e depois com os eletrodos no peitoral maior junto aos ombros.





**SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA**

Figura 14: Captura de dados com osciloscópio

O sinal capturado apresenta boa definição dos segmentos característicos de um eletrocardiograma entretanto o ruído de 60Hz decorrente da rede elétrica é muito presente e precisa ser eliminado. Ao analisar o projeto do circuito foi encontrado um erro no projeto do DRL da placa testada, que pode ser a causa do ruído muito presente.

Em paralelo ao uso do osciloscópio a captura com o Arduino mostrou os seguintes resultados.

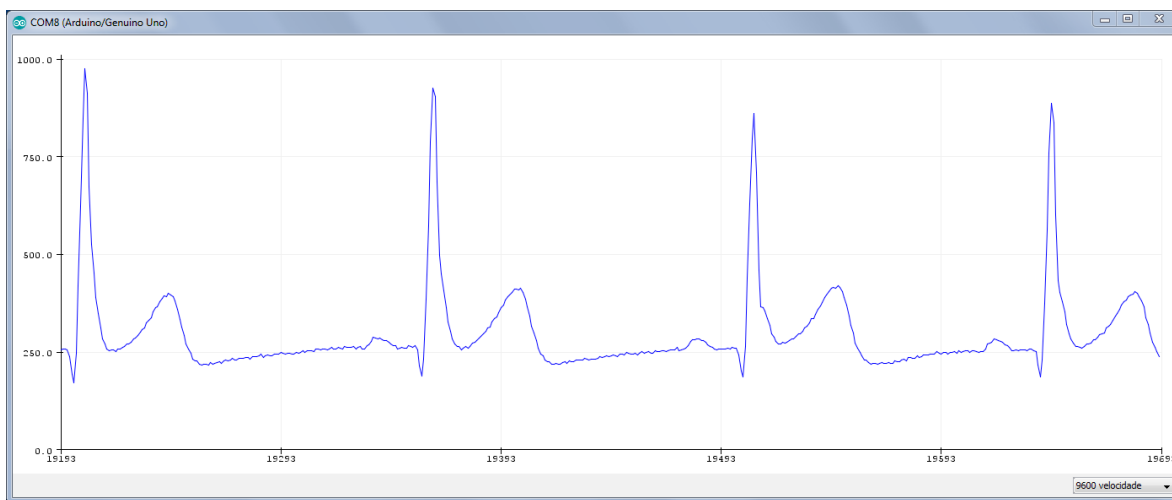


Figura 15: Captura de dados com Arduino

Até o momento esse fluxo de dados está demandando muito do seu processador limitado do Arduino Uno (figura 11) para trabalhar com marcas de tempo tão pequenas, ao enviar para o computador apenas as medições não foram observados problemas, entretanto ao enviar juntamente as medidas de tempo, por ser utilizada a classe microseconds o processamento ficava prejudicado necessitando de ajustes para operar corretamente antes mesmo de incorporar o envio pela internet, assim foi preferido o uso da placa NodeMCU (figura 12) que já dispõe de Wi-Fi embutido e possui um processador e memória superiores ao Arduino Uno.

Durante as simulações, os circuitos concebidos para estudo operaram como o esperado. O circuito da figura 16 apresenta uma das possíveis configurações de aquisição com a etapa de instrumentação seguida do filtro passa altas e do passa baixas, todos implementados utilizando filtros ativos com o amplificador operacional TL084CN. Pode-se



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA

observar a resposta do filtro passa altas na figura 18 estabelecendo um corte de frequências abaixo de 0.1Hz, e na figura 17 a resposta do filtro passa baixas com corte em aproximadamente 100Hz.

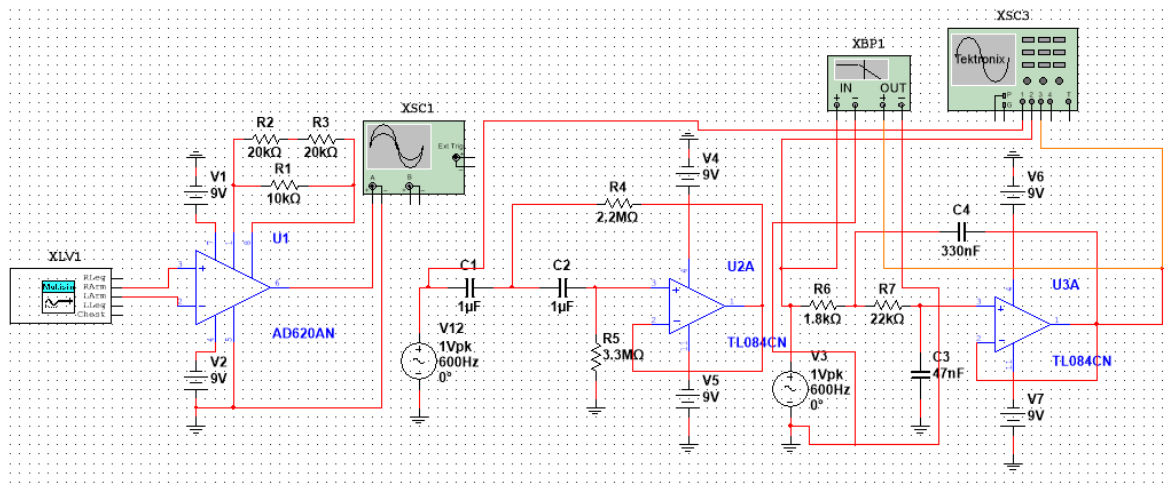


Figura 16: Circuito de condicionamento do ECG, etapas de instrumentação e filtragem alta e baixa.

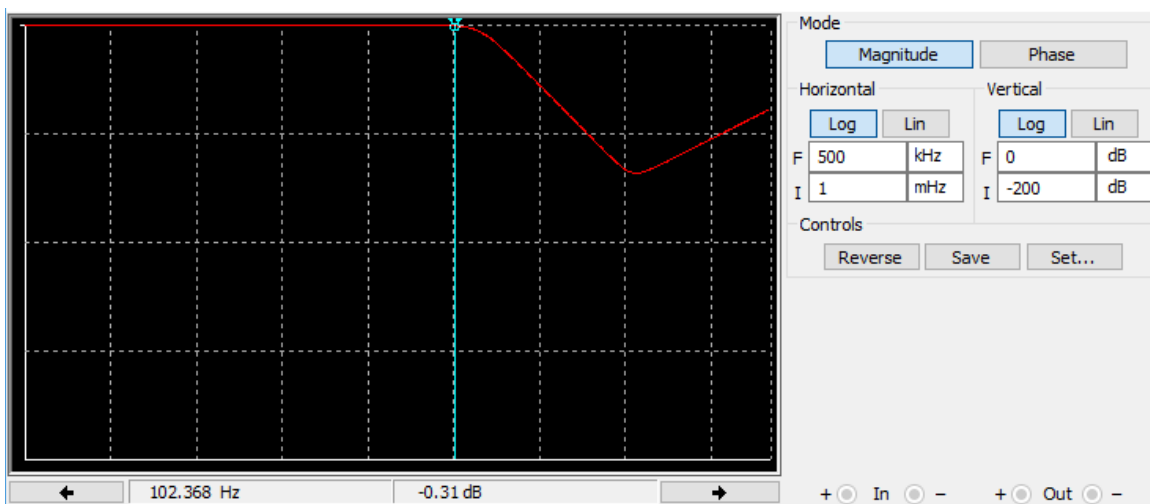


Figura 17: Resposta do filtro passa baixas.



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA

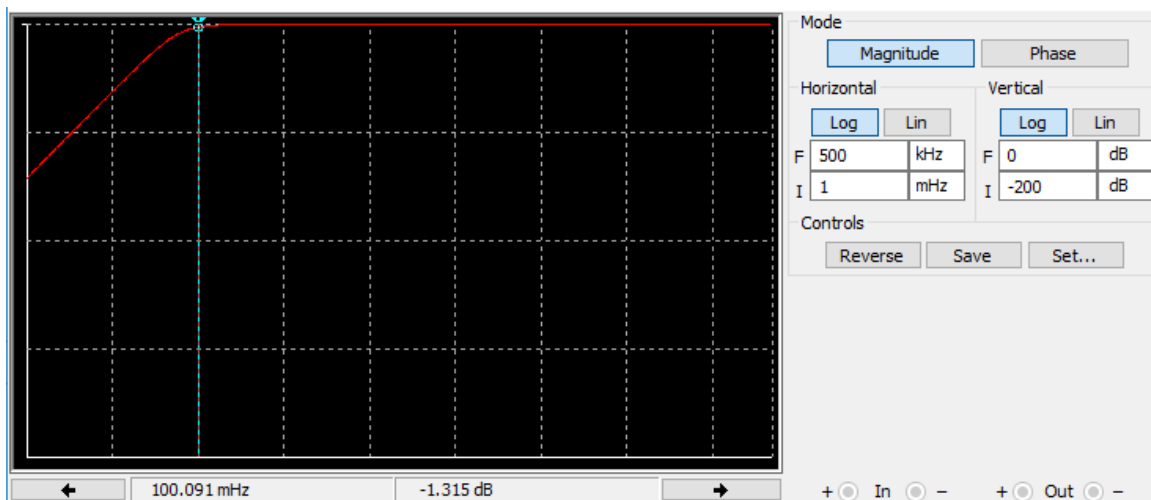


Figura 18: Resposta do filtro passa altas.

Também foi simulado o funcionamento do filtro notch para atenuação de sinais de 60Hz, seu esquema pode ser conferido na figura 19, e sua resposta em função da frequência na figura 20, onde pode-se observar que para sinais próximos de 60Hz o ganho é de cerca de -42dB o que corresponde a aproximadamente 0.007943 V/V que equivale a uma atenuação de 125 vezes no sinal, tornando-o desprezível em relação as outras frequências de observação.



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA

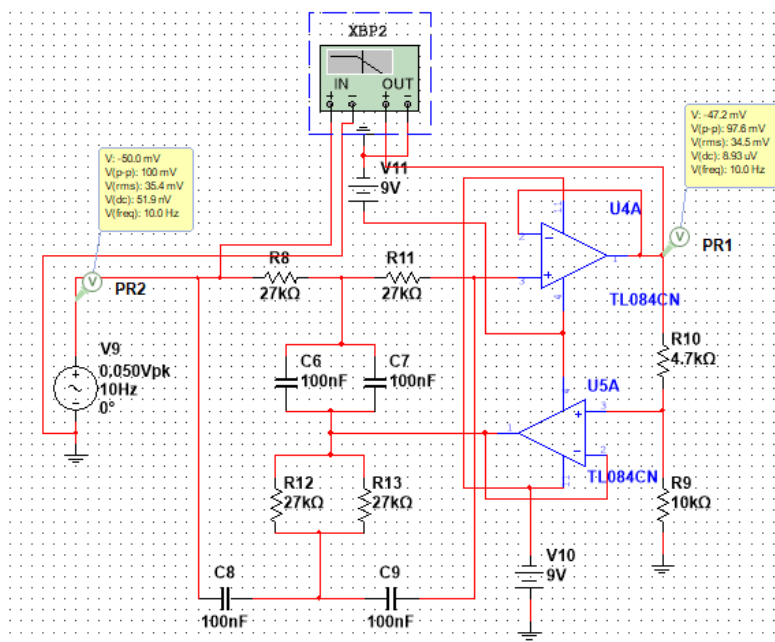


Figura 19: Circuito notch para atenuação de sinais de 60Hz

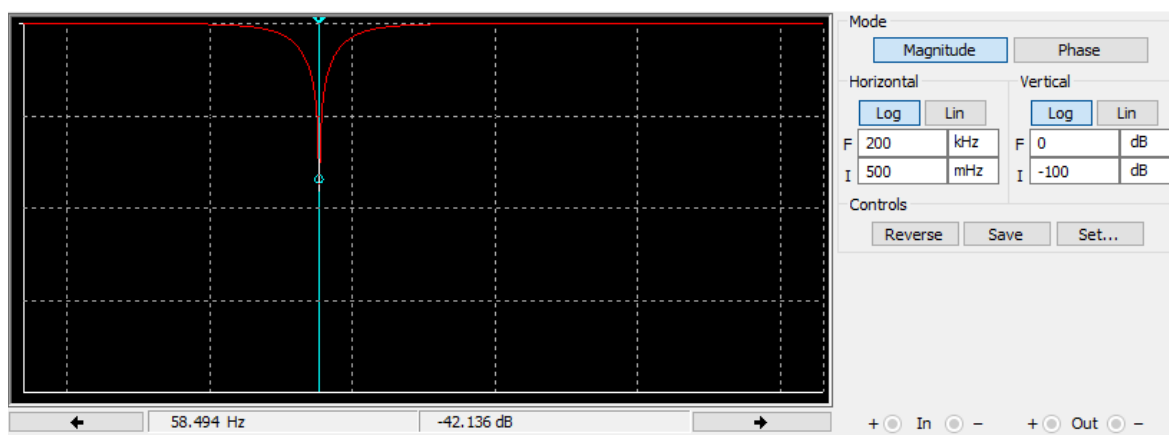


Figura 20: Resposta de ganho em frequência do circuito notch.

Foi observado também que o conector juntamente com o cabo presos aos eletrodos são uma fonte de ruído e de erros já que não são os mais apropriados para o uso, foi



**SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA**

substituído seu uso por cabos de áudio que possuem blindagens melhores resultando num sinal mais limpo.

Com a montagem do novo circuito de captura mostrado na figura 21 se conseguiu uma economia de tamanho e número de componentes, uma vez que três amplificadores operacionais utilizados para a etapa de instrumentação foram substituídos por um único chip menor e de menor consumo de energia além de incorporar a etapa de filtragem de baixas frequências diretamente na saída do AD620.

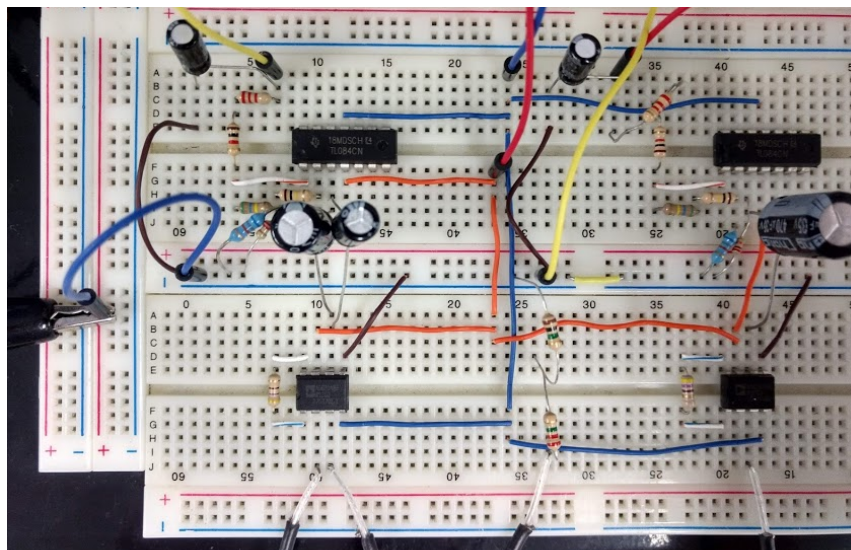


Figura 21: Montagem do novo circuito de captura (visão superior).



**SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA**

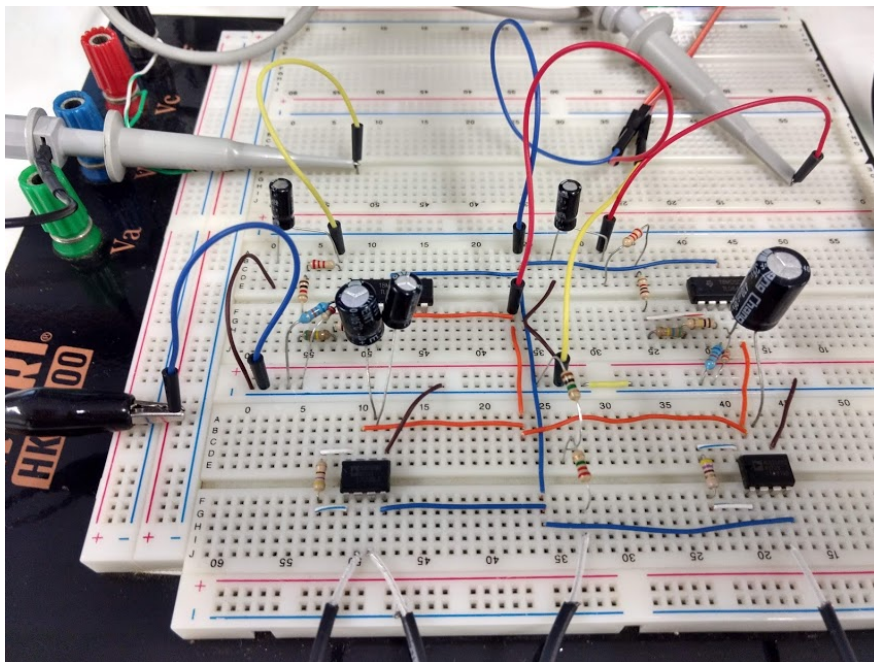


Figura 22: Montagem do novo circuito de captura (visão em perspectiva).

Foi conseguida uma redução adequada do ruído presente principalmente oriundo da rede elétrica como mostra na figura 23, onde acima é o sinal após a etapa de filtragem e abaixo o sinal obtido logo na saída do AD620 antes dos filtros.

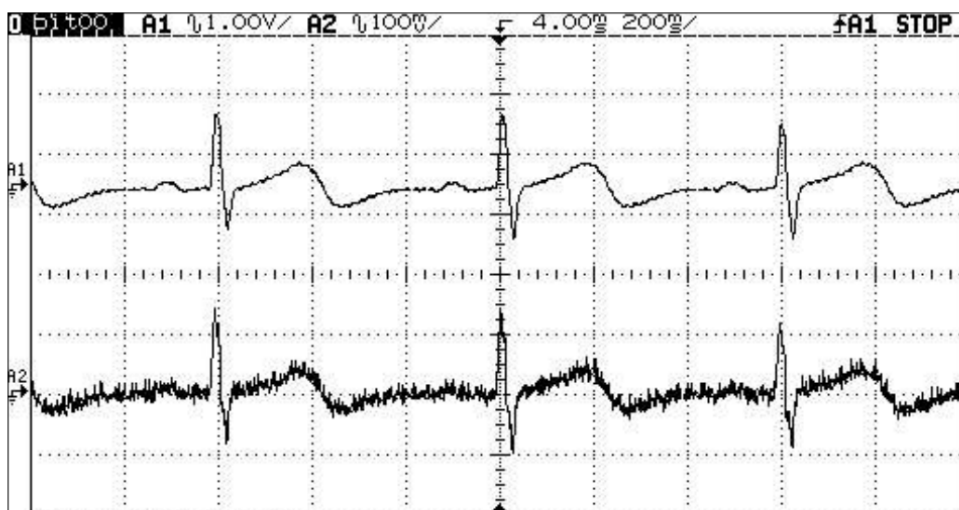


Figura 23: Saída do novo circuito de captura.



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA

A captura de múltiplos canais compartilhando os eletrodos presos ao corpo do paciente foi obtida com sucesso, na placa anterior esse resultado era impraticável dada a quantidade de ruído que um circuito injetava no outro, já no novo circuito foi possível obter as derivações I e II simultaneamente conforme as figuras X e Y.

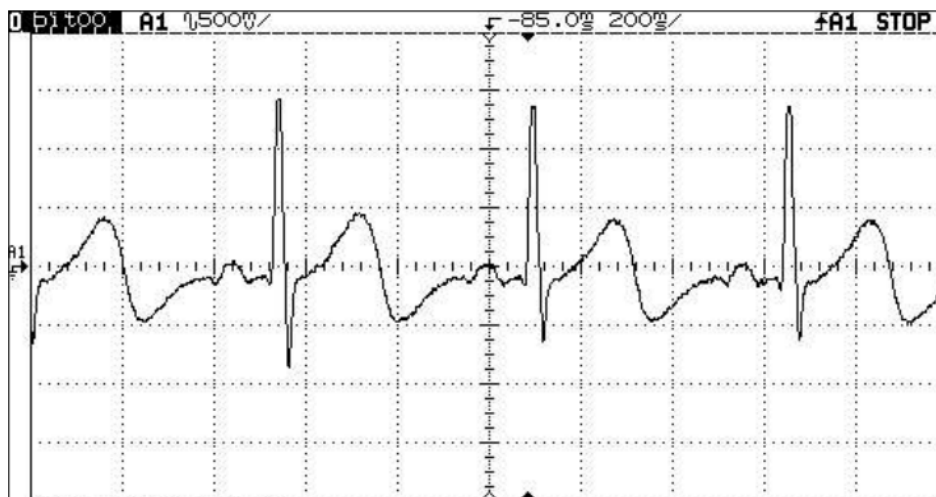


Figura 24: Saída do novo circuito de captura (derivação I).



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA

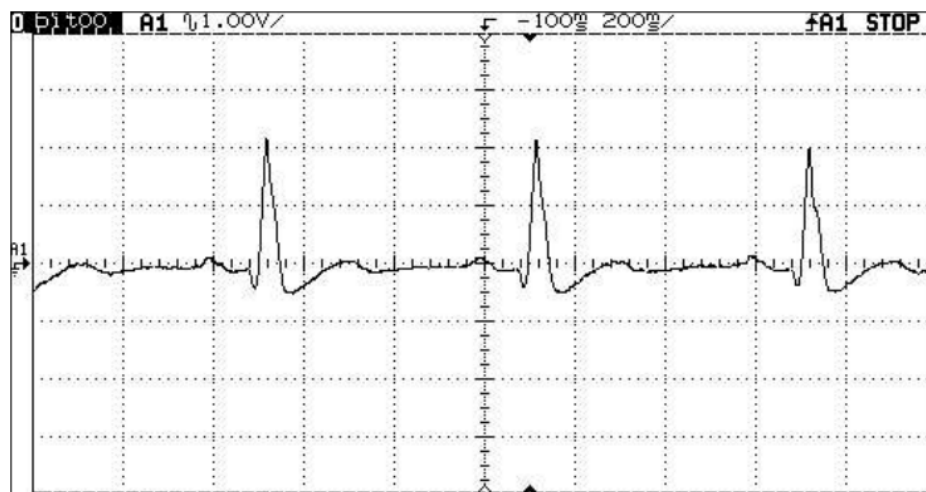


Figura 25: Saída do novo circuito de captura (derivação II).

O circuito de proteção à descarga de desfibrilador foi validado conseguindo reduzir o pico de tensão de 5000V para 270mV conforme a figura 26.

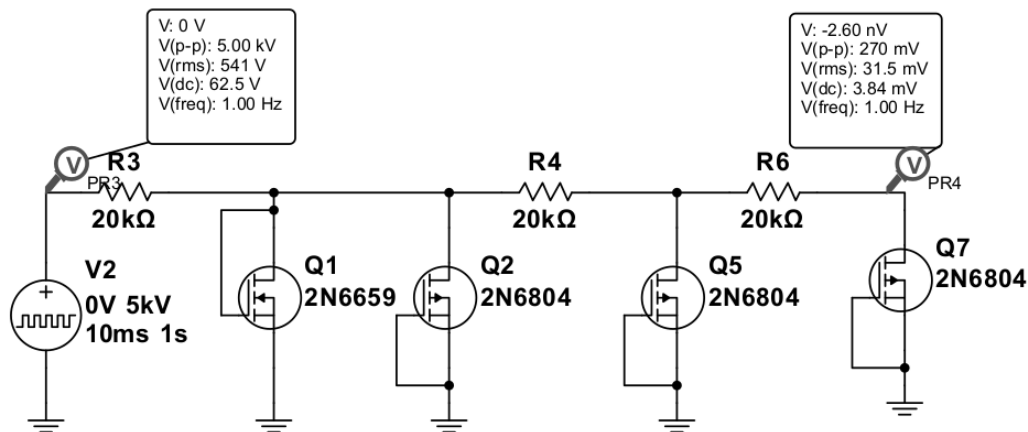


Figura 26: Circuito de proteção

Os testes com a transmissão de dados pelo protocolo MQTT foram efetuados utilizando a plataforma CloudMQTT que disponibiliza um *broker* de acesso gratuito. O conversor analógico-digital ADS1115 alcançou a taxa de amostragem necessária de 120 amostras/segundo por canal e a comunicação entre a placa NodeMCU e o servidor ocorreu



**SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA**

sem problemas conseguindo enviar os dados capturados para os tópicos especificados, entretanto uma rede com baixa qualidade atrapalha muito o sistema uma vez que a implementação dos níveis de QoS (Quality of Service) do MQTT para assegurar a chegada dos dados utiliza a troca de mensagens de ACK o que pode ficar muito custoso quando muitos pacotes são perdidos, além de poderem atrapalhar caso a chegada das mensagens coincida com a interrupção via software para a amostragem do sinal.

5. CONCLUSÕES

O trabalho realizado validou o novo circuito desenvolvido para a captura de múltiplos canais do ECG conforme pôde ser visto nas figuras 24 e 25, o ruído conseguiu ser eliminado de forma satisfatória como mostra a figura 23. Além disso o circuito de proteção contra descargas de desfibrilador também foi validado alcançando uma redução para 0.000054% da tensão de entrada tornando possível o monitoramento contínuo do paciente mesmo em casos de intervenção médica. Os novos cabos para conexão com os eletrodos se mostraram mais eficientes no isolamento de ruído externo. E por fim, a captura de dados e transmissão pela rede foram validadas.

6. PERSPECTIVAS

Como trabalho futuro espera-se produzir o circuito impresso do novo esquema de aquisição de sinais, bem como incorporar o circuito de proteção de descarga de desfibrilador que necessitará de um aterramento a ser projetado juntamente com a fonte de alimentação. O aprimoramento do código de envio de dados via MQTT desenvolvido para a plataforma Arduino também é de interesse bem como desenvolver uma interface de acesso aos dados intuitiva que permita sua visualização em tempo real.

Também, espera-se obter uma rede neural artificial capaz de classificar os dados obtidos do ECG a fim de auxiliar as equipes médicas no diagnósticos de doenças que remetem ao coração, além de, é claro, servir de base para outros trabalhos acadêmicos.



**SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA**

7. OUTRAS ATIVIDADES

- Participação da atividade de extensão: ELECTRICAL DAY, com carga horária de 16 horas, promovido pela Empresa Júnior de Engenharia Elétrica (EPJEL). Onde foi realizado um minicurso de Instrumentação Eletrônica e Biomédica ministrado pelo Prof. Dr. Raimundo Carlos Silveira Freire. A atividade foi realizada nos dias 15 e 16 de fevereiro de 2019;

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

COUGHLIN, Robert F.; DRISCOLL, Frederick F.; **Operational Amplifiers and Linear Integrated Circuits** (2nd Ed.1982. ISBN 0-13-637785-8)

PRUTCHI, David; NORRIS, Michael. **Design and development of medical electronic instrumentation: a practical perspective of the design, construction, and testing of medical devices**. John Wiley & Sons, 2005.

WEBSTER, John. **Medical instrumentation: application and design**. John Wiley & Sons, 4th ed., 2009.

SEDRA, A. S.; SMITH, K. C. **Microelectronic circuits**. USA: Oxford University Press, 6 ed., 2009.

BARSAIYAN, Mayank; P. P. Bansod; **Protection circuit design for Electrocardiograph (ECG) with input filtering**. 8th ICCCNT 2017

FOTIADIS, D. I. et. al. Electrocardiogram (ECG): Automated Diagnosis. In: AKAY, M. **Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering**. USA: John Wiley & Sons, 2006.

FRANK N., Wilson et al. **The precordial electrocardiogram**. Am. Heart J. 27: 19-85, 1944.

NETTER, Frank H.; **Atlas de Anatomia Humana**. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.